



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

(12) **Offenlegungsschrift**
(10) **DE 199 10 107 A 1**

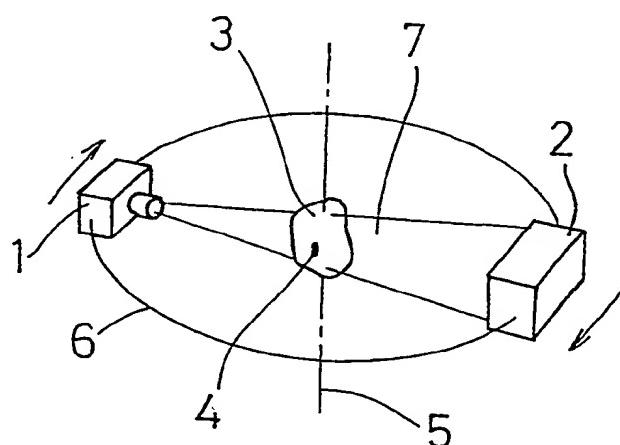
(5) Int. Cl. 6:
A 61 B 6/03
A 61 B 6/14

- (30) Unionspriorität:
80296/98 11.03.98 JP
- (71) Anmelder:
Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho, Kyoto, JP
- (74) Vertreter:
Möbus und Kollegen, 81739 München

(72) Erfinder:
Arai, Yoshinori, Tokio/Tokyo, JP; Suzuki, Masakazu, Kyoto, JP

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

- (54) Computertomographie-Abtastvorrichtung
- (57) Eine CT-Abtastvorrichtung umfaßt ein Bildaufnahmesystem mit einer Röntgenquelle (1), die um ein Objekt (3) gedreht wird, und einem Aufnahmebereich (2) für zweidimensionale Röntgenbilder, der gegenüberliegend der Röntgenquelle bei dazwischenliegendem Objekt angeordnet ist und gedreht wird. Die Vorrichtung ist so konfiguriert, daß das Bildaufnahmesystem gedreht wird, um dreidimensionale Bereiche innerhalb des Objekts aufzunehmen, wobei eine als Röntgenbild erfaßbare Substanz als Positionsmarkierung (4) verwendet wird und die Positionsmarkierung so angeordnet ist, daß sie sich während der Drehung des Bildaufnahmesystems im Bildaufnahme-Blickfeld des Bildaufnahmesystems befindet und zusammen mit dem Objekt aufgenommen wird. Im Idealfall bewegt sich das Bild der Positionsmarkierung in dem so erhaltenen zweidimensionalen Röntgenbild auf einer Sinuskurve. Folglich wird für jedes Röntgenbild ein Korrekturbetrag aus dem sich über die Sinuskurve ändernden Unterschied zwischen der tatsächlichen Position in dem Röntgenbild und der Idealposition berechnet. Unter Verwendung des Korrekturbetrags wird das zweidimensionale Röntgenbild korrigiert und ein CT-Bild erzeugt. Folglich können die Effekte des "Bewegungsartefakts" und ähnliches eliminiert und ein klares Bild erhalten werden.



Beschreibung

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Computertomographie(CT)-Abtastvorrichtung, und insbesondere bezieht sie sich auf eine Teil-CT-Abtastvorrichtung, die für das teilweise Röntgen von beispielsweise Zahn-, Kiefer- und Gesichtsbereichen geeignet ist.

Eine CT-Abtastvorrichtung umfaßt allgemein eine Röntgenquelle, welche sich entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn um ein Objekt bewegt, sowie einen Röntgenbildaufnahmebereich, welcher sich entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn auf der gegenüberliegenden Seite der Röntgenquelle bezüglich des Objekts bewegt. In dem Bildaufnahmebereich erfaßt ein Zeilensensor, welcher in einer Linie oder in einer kreisförmigen Bahn angeordnet ist, Röntgenstrahlen, welche durch das Objekt gelangen, und ein Röntgenbild wird erstellt. Abgesehen von dieser Art von Röntgenvorrichtung ist eine Vorrichtung zur Aufnahme von Röntgenbildern bekannt, welche von einer spiralenförmigen Umlaufbahn Gebrauch macht, während ein auf ein Bett plaziertes Objekt bewegt wird, sowie eine Vorrichtung zur Aufnahme von Röntgenbildern von dreidimensionalen Bereichen, welche einen zweidimensionalen Bildsensor, wie beispielsweise eine Videokamera, in ihrem Bildaufnahmebereich verwendet.

Aufgrund der Verlagerungen der Röntgenquelle und des Röntgenbildaufnahmebereichs aus ihren ursprünglichen Umlaufbahnen und der Bewegung des Objekts erzeugen diese Vorrichtungen selbst dann ein verschwommenes Bild, wenn die Auflösung des Bildaufnahmesystems erhöht wird. Falls die Verlagerungen aus den Umlaufbahnen in einem gleichen Muster erfolgt, können die Verlagerungen auf der Basis des Musters korrigiert werden, wenn das Bild erstellt wird. Falls jedoch die Verlagerungen nicht in dem gleichen Muster erfolgen, ist eine Korrektur schwierig. Ferner kann sich das Objekt selbst, insbesondere wenn es sich bei dem Objekt um einen lebenden Körper handelt, während der Aufnahme bewegen und das sogenannte "Bewegungsartefakt" tritt auf. Um dieses Problem zu vermeiden, muß der zu röntgenteilende Patient beispielsweise in einer Halterung fixiert werden. Dies führt ferner zu dem Problem, daß die Vorrichtungen in ihrer Gesamtabmessung größer bemessen werden müssen.

Folglich besteht eine erste Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, eine Teil-CT-Abtastvorrichtung für ein Teil-CT-Abtasten zum Röntgen von insbesondere Zähnen, Kiefer und ähnlichem zu schaffen, welche auf stabile Weise hochauflösende Bilder erzeugen kann, indem die Bildqualität verbessert wird, so daß trotz der Verlagerungen der Röntgenquelle und des Röntgenbildaufnahmebereichs aus ihren ursprünglichen Umlaufbahnen, der Bewegung des Objekts und ähnlichem die Effekte dieser Verlagerungen mittels Bildverarbeitung eliminiert werden können. Eine zweite Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Teil-CT-Abtastvorrichtung mit den oben erwähnten Funktionen zu schaffen, welche räumlich kompakt ausgebildet und kostengünstig ist.

Um die oben erwähnten Aufgaben zu lösen, umfaßt die erfindungsgemäße CT-Abtastvorrichtung ein Bildaufnahmesystem, das eine Röntgenquelle, die entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn um ein Objekt gedreht wird, und einen Aufnahmebereich für zweidimensionale Röntgenbilder aufweist, der gegenüberliegend zu der Röntgenquelle mit dazwischenliegendem Objekt angeordnet ist und entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn gedreht wird, wobei die Vorrichtung so konfiguriert ist, daß das Bildaufnahmesystem gedreht wird, um dreidimensionale Bereiche innerhalb des Objekts aufzunehmen, eine Substanz als eine Positionsmar-

kierung verwendet wird, die als Röntgenbild erfaßt werden kann, die Positionsmarkierung so angeordnet ist, daß sie während der Drehung des Bildaufnahmesystems in dem Bildaufnahme-Blickfeld des Bildaufnahmesystems positioniert ist und zusammen mit dem Objekt aufgenommen wird, ein Korrekturbetrag für jedes Röntgenbild aus der Position des Bilds der Positionsmarkierung in einem erhaltenen zweidimensionalen Röntgenbild berechnet wird, das zweidimensionale Röntgenbild unter Verwendung des Korrekturbetrags korrigiert wird und ein CT-Bild erzeugt wird.

Im Idealfall bewegt sich das Bild der Positionsmarkierung in dem erhaltenen Röntgenbild entlang einer Sinuskurve. Folglich entspricht der sich über die Sinuskurve ändernde Unterschied zwischen der tatsächlichen Position in dem Röntgenbild und der Veränderung der Idealposition Verlagerungen, die von Verlagerungen von den Umlaufbahnen oder einer Bewegung des Objekts herrühren. Folglich wird das in dem Röntgenbild erscheinende Bild der Positionsmarkierung verfolgt, um einen Korrekturbetrag gemäß der Position des Bilds zu erhalten, und das Röntgenbild wird parallel verschoben, um eine Rückprojektion auszuführen. Im Ergebnis werden alle Fehler in den mechanischen, elektrischen oder anderen Systemen aufgrund von Verlagerungen des Bildaufnahmesystems von den ursprünglichen Umlaufbahnen und alle Fehler aufgrund von durch Bewegungen des Objekts während der Aufnahme verursachten Verlagerungen in allen horizontalen und vertikalen Richtungen korrigiert. Die Effekte des "Bewegungsartefakts" und ähnliches können somit eliminiert werden, und es kann ein klares Bild erzeugt werden, wodurch eine genaue Diagnose ermöglicht wird. Ferner kann die Genauigkeit des mechanischen Systems der Vorrichtung in gewissem Maß verringert werden. Folglich kann die Vorrichtung räumlich kompakt und kostengünstig hergestellt werden, und sie kann auf einfache Weise kalibriert werden.

Ferner kann, anstatt die Positionsmarkierung zusammen mit dem Objekt wie oben beschrieben aufzunehmen, nur die Positionsmarkierung vor der regulären Aufnahme aufgenommen werden. Aus der Position des Bilds der Positionsmarkierung in dem erhaltenen zweidimensionalen Röntgenbild können Fehlerdaten bezüglich des Bildaufnahmesystems in jedem Röntgenbild berechnet werden. Im Ergebnis kann ein zweidimensionales Röntgenbild während der regulären Aufnahme unter Verwendung der Daten korrigiert werden, wodurch Fehler in dem Bildaufnahmesystem eliminiert werden können. Ferner können die Daten auch verwendet werden, um fehlerhafte Bereiche in dem mechanischen, dem elektrischen oder anderen System aufzufinden und zu beseitigen, welche Fehler verursachen können.

Nachfolgend wird eine Ausführungsform einer erfindungsgemäßen CT-Abtastvorrichtung anhand der beigefügten Zeichnungen detailliert beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine Ansicht, welche die räumliche Beziehung zwischen einem erfindungsgemäßen Aufnahmesystem und einem aufzunehmenden Objekt veranschaulicht;

Fig. 2 eine perspektivische Gesamtansicht einer Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Vorrichtung;

Fig. 3 eine perspektivische Ansicht von Beispielen der Form der Positionsmarkierungen, welche mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung verwendet werden;

Fig. 4A eine perspektivische Ansicht, welche einen erfindungsgemäßen Beißblock zeigt;

Fig. 4B eine Schnittansicht durch den Beißblock;

Fig. 5A eine Ansicht, welche das Bild der Positionsmarkierung in einem Röntgenbild zeigt;

Fig. 5B eine grafische Darstellung, welche die Bewegung der Positionsmarkierung zeigt;

Fig. 6 ein Flußdiagramm, welches eine erfindungsgemäße

Korrekturprozedur zeigt;

Fig. 7 ein Blockdiagramm, welches schematisch die Konfiguration des Hauptabschnitts und der Steuerkreise der erfundungsgemäßen Vorrichtung zeigt;

Fig. 8 eine Schnittansicht, welche den Objekt-Positions-Einstellmechanismus der erfundungsgemäßen Vorrichtung zeigt;

Fig. 9 ein Blockdiagramm, welches das Motorsteuersystem der erfundungsgemäßen Vorrichtung zeigt;

Fig. 10 eine Frontalansicht, welche das Bedienfeld der erfundungsgemäßen Vorrichtung zeigt;

Fig. 11 ein Blockdiagramm, welches das Bildsignal-Verarbeitungssystem der erfundungsgemäßen Vorrichtung zeigt;

Fig. 12 eine perspektivische Gesamtansicht, welche ein abgewandeltes Beispiel einer erfundungsgemäßen Vorrichtung zeigt.

Nachfolgend wird eine Ausführungsform der Erfindung beschrieben. Zunächst wird die Struktur der Vorrichtung schematisch erläutert.

Unter Bezugnahme auf **Fig. 1** bezeichnet das Bezugszeichen **1** eine Röntgenquelle, das Bezugszeichen **2** bezeichnet einen Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder, das Bezugszeichen **3** bezeichnet ein Objekt, das Bezugszeichen **4** bezeichnet eine Positionsmarkierung, das Bezugszeichen **5** bezeichnet eine Achse, das Bezugszeichen **6** bezeichnet eine kreisförmige Umlaufahn in einer Ebene senkrecht zu der Achse **5** und das Bezugszeichen **7** bezeichnet ein Röntgenstrahlenbündel. Die Röntgenquelle **1** ist gegenüberliegend zu dem Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** angeordnet, wobei das Objekt **3** dazwischen liegt. Das Röntgenstrahlenbündel **7** wird auf das Objekt **3** gerichtet, während sich die Röntgenquelle **1** und der Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** entlang der kreisförmigen Umlaufahn **6** drehen. Ein dreidimensionaler Zielbereich innerhalb des Objekts **3** wird während einer Umdrehung aufgenommen. Die kreisförmige Umlaufahn, auf welcher sich die Röntgenquelle **1** bewegt, muß nicht notwendigerweise die gleiche sein wie die kreisförmige Umlaufahn, entlang welcher sich der Röntgenbild-aufnahmefeld **2** bewegt, jedoch sollten die kreisförmigen Umlaufbahnen konzentrische Kreise sein, deren Mittelpunkt auf der Achse **5** liegt.

Fig. 2 ist eine Ansicht, welche eine Ausführungsform einer Vorrichtung zum Röntgen von menschlichen Gesichtern und Köpfen als Objekte in Zahnkliniken, Kieferkliniken und anderen Kliniken zeigt. Unter Bezugnahme auf **Fig. 2** bezeichnet das Bezugszeichen **11** einen Vorrichtungskörper. Eine Säule **13** steht auf einer Basis **12**. Ein Heberahmen **14** ist in vertikaler Richtung beweglich an der Säule **13** installiert. Ein Dreharm **16** wird drehbar von einem horizontalen Arm **15** getragen, der an dem oberen Ende des Heberahmens **14** vorgesehen ist. Die Röntgenquelle **1** ist an einem Ende des Dreharms **16** installiert, und der Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** ist an dessen anderen Ende installiert. An dem unteren Abschnitt des Heberahmens **14** ist ein armförmiger Objektpositions-Einstellmechanismus **17** parallel zu dem horizontalen Arm **15** vertikal beweglich vorgesehen. Der Endbereich des armförmigen Objektpositions-Einstellmechanismus **17** ist unterhalb dem Bereich angeordnet, der in der Mitte zwischen der Röntgenquelle **1** und dem Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** liegt. In der Mitte des Endbereichs des Mechanismus **17** ist ein Beißblock **18** vorgesehen. An jeder Seite des Endbereichs des Mechanismus **17** ist eine Ohrstange **19** vorgesehen.

Die oben beschriebene Konfiguration ist ähnlich und nicht sehr unterschiedlich zu der Konfiguration einer her-

kömmlichen Dentalpanorama-Röntgenaufnahmeverrichtung, außer daß der Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** anstelle der Filmkassette in dem Röntgenstrahlen-Detektionsbereich der herkömmlichen Vorrichtung

verwendet wird, daß der Beißblock **18** anstelle der Kinnablage der herkömmlichen Vorrichtung verwendet wird sowie daß der X-Y-Tisch zum Bewegen des Dreharms **16** der herkömmlichen Vorrichtung weggelassen ist. In dieser Konfiguration, in welcher die Röntgenquelle und der Röntgenbild-Aufnahmefeld entlang kreisförmigen Umlaufbahnen in einer horizontalen Ebene gedreht werden, kann die Vorrichtung nicht nur als Spezialvorrichtung zur CT-Abtastung, sondern auch als Vorrichtung sowohl für CT-Abtastung als auch Panorama-Röntgenaufnahmen verwendet werden, indem die erfundungsgemäße Vorrichtung zusätzlich mit den Funktionen einer Panorama-Röntgenaufnahmeverrichtung versehen wird. In dieser Konfiguration kann die Vorrichtung strukturell weniger kompliziert und kostengünstiger sein, und sie ist in ihrer Handhabung einfacher.

Ferner können eine Steuereinrichtung zum Steuern der Vertikalgewichtung des Heberahmens **14** und des Objektpositionseinstellmechanismus **17**, der Drehung des Dreharms **16** und des Betriebs des Bildaufnahmesystems einschließlich der Röntgenquelle **1** und des Aufnahmefelds für zweidimensionale Röntgenbilder **2**, peripher vorgesehene Steuerkreise der Steuervorrichtung und ähnliches in geeigneter Weise so konfiguriert sein, daß sie den entsprechenden Einrichtungen einer herkömmlichen Panorama-Röntgen-Aufnahmeverrichtung ähnlich sind. Das Berechnen eines Korrekturbetrags, das Korrigieren der Verlagerungen und das Erzeugen eines CT-Bildes gemäß der vorliegenden Erfindung können unter Verwendung einer zentralen Verarbeitungseinheit (CPU) und eines Speichers ausgeführt werden, die in der oben erwähnten Steuereinrichtung vorgesehen sind, oder diese Vorgänge können unter Verwendung eines externen Computers ausgeführt werden. Detailliertere spezielle Beispiele der Konfiguration der Vorrichtung und der Steuerkreise der Vorrichtung werden später beschrieben.

Bei der CT-Abtastung wird als erster Schritt genau wie im Falle einer Panorama-Röntgenaufnahme der Kopf eines Patienten zwischen der Röntgenquelle **1** und dem Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** plaziert. Der Patient steht auf der Basis **12** oder sitzt auf einem Stuhl, der elektrisch in der vertikalen Richtung verstellbar ist, wobei dies jedoch nicht in **Fig. 2** dargestellt ist. Die Position des Kopfes wird mittels des Objektpositionseinstellmechanismus **17** so eingestellt, daß ein vorbestimmter aufzunehmender Bereich im Bildaufnahmefeld des Röntgenbild-aufnahmefelds **2** positioniert ist. Die Ohrstangen **19** werden dann verwendet, um den Kopf auf beiden Seiten zu halten, und der Patient beißt in den in den Mund eingeschobenen Beißblock **18**, wodurch der Kopf des Patienten festgesetzt wird.

Vor Beginn der Aufnahme durch Betätigung des Bildaufnahmesystems wird die ungefähre Position des Bildes der Positionsmarkierung **4**, welches von dem Bildaufnahmefeld **2** aufgenommen wird, in einem zweidimensionalen Röntgenbild erfaßt. Die Plazierung der Positionsmarkierung **4**, die Richtung des Bildaufnahmesystems und ähnliches werden festgelegt, so daß das Bild zu jedem Zeitpunkt während der Drehung des Dreharms **16** im Bildaufnahmefeld positioniert ist. Die ungefähre Position der Positionsmarkierung **4** wird durch die anfängliche Position der Markierung **4** und die Abmessungen des mechanischen Systems der Vorrichtung bestimmt.

Der Dreharm **16** wird dann gedreht, während die Röntgenquelle **1** und der Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder **2** in Betrieb sind. Während der Dreharm **16**

eine Umdrehung ausführt, werden mehrere Röntgenbilder des als Objekt dienenden Patientenkopfs zusammen mit dem Bild der Positionsmarkierung 4 aufgenommen und aufgezeichnet. Die auf diese Weise aufgezeichneten zweidimensionalen Röntgenbilder werden in erfundungsgemäßer Weise einer Korrekturverarbeitung unterzogen, und es wird ein Ziel-CT-Bild erzeugt. Die Details der Korrekturverarbeitung werden später beschrieben. Bei entsprechend großer Kapazität der Steuereinrichtung kann die Korrektur in Echtzeit während der Aufnahme der zweidimensionalen Röntgenbilder ausgeführt werden.

Die Positionsmarkierung besteht aus einem Material, welches als Röntgenbild erfaßt werden kann, wie beispielsweise einem Metall. Da es erwünscht ist, daß das Bild der Positionsmarkierung 4 in allen Richtungen gleich ist und lateral symmetrisch ist, ist eine bezüglich der Mittellinie der Positionsmarkierung 4 symmetrische Form, wie beispielsweise ein Rotationskörper, geeignet. Fig. 3 zeigt Beispiele für die Form der Positionsmarkierung 4, d. h. von links nach rechts eine Kugel, einen Zylinder (oder eine Scheibe), einen Kegel, eine Spindel, einen zylindrischen Rotationskörper, der in seinem Mittelbereich eingeschnürt ist, sowie ein rechteckiges Prisma, welches symmetrisch bezüglich seiner Mittellinie ist (kein Rotationskörper).

Indem die Positionsmarkierung 4, welche eine dieser Formen hat, so angeordnet wird, daß ihre Achse parallel zu der Achse 5 der kreisförmigen Umlaufbahn 6 ist, kann die Positionsmarkierung 4 aus jeder Richtung auf der kreisförmigen Umlaufbahn 6 als das gleiche Bild oder achsensymmetrisches Bild erfaßt werden. Deshalb kann auf einfache Weise ein Korrekturbetrag berechnet werden. Die Größe der Positionsmarkierung 4 sollte vorzugsweise so gewählt sein, daß beispielsweise im Falle einer Kugel der Durchmesser 4 mm oder mehr beträgt oder im Falle eines Zylinders der Durchmesser und die Höhe etwa 4 mm oder mehr betragen. Falls die Markierung zu klein ist, kann beim Erhalten des Korrekturbetrags die Genauigkeit an der Position des Schwerpunkts des Markers möglicherweise geringer sein.

Die Positionsmarkierung 4 muß gegenüber dem Objekt fixiert sein, so daß sie sich während der Aufnahme nicht relativ zu dem Objekt bewegt. Als ein Fixiermittel sollte zu diesem Zweck eine geeignete Einrichtung verwendet werden. Die Fig. 4A und 4B zeigen ein Beispiel, bei welchem diese Fixiereinrichtung von einem Beißblock 18 verkörpert wird. Dabei ist ein bogenförmiger Schlitz 18a in dem bogenförmigen Hauptkörper des Beißblocks 18 ausgebildet, und die Positionsmarkierung 4, die wie in Fig. 3 gezeigt von zylindrischer Form mit eingeschnürtem Mittelabschnitt ist, ist in den Schlitz 18a eingepaßt. Die Positionsmarkierung 4 ist so ausgelegt, daß sie von Hand in dem Schlitz 18a bewegt wird und von einer Kraft dergestalt gehalten wird, daß die Markierung 4 nicht leicht bewegt werden kann, selbst wenn die Markierung in Kontakt mit den Zähnen in dem Mund steht. Ein Beißblock 18 dieser Art sollte vorzugsweise mehrfach verfügbar sein, so daß er in Abhängigkeit von der Größe des Patienten, wie beispielsweise einem Erwachsenen oder einem Kind, ausgewählt werden kann. Der Beißblock 18 ist beispielsweise aus Kunststoff oder einem ähnlichen Material gebildet, welches röntgenstrahlendurchlässig ist und in einem Röntgenbild kaum abgebildet wird.

Entlang des inneren Rands des Schlitzes 18a können geringfügig bogenförmige Vorsprünge und Vertiefungen ausgebildet sein, die einen ähnlichen Durchmesser wie der axiale Bereich der Markierung haben, wodurch ein Einrastgefühl erzielt werden kann, die Positionsmarkierung 4 leicht positioniert werden kann und eine geeignete Haltekraft auf einfache Weise an einer vorbestimmten Stelle erzielt werden kann. Anstelle des oben erwähnten Schlitzes 18a können

mehrere Öffnungen vorgesehen sein, so daß die Positionsmarkierung 4 in eine gewünschte Öffnung eingesetzt werden kann. Bei der zahnmedizinischen Diagnose wird eine CT-Abitur üblicherweise für einen Zahn (oder mehrere Zähne) und dessen bzw. deren peripheren Bereich durchgeführt. Wenn die Positionsmarkierung 4 so eingebettet ist, daß sie nicht über die obere und die untere Fläche des Beißblocks 18 wie in Fig. 4B gezeigt hinausragt, überlappen das Bild eines Zahns (oder mehrerer Zähne) und das Bild der Positionsmarkierung 4 einander nicht. Markierungen dieser Art sind somit vorteilhaft.

In Fig. 4B umfaßt die Positionsmarkierung 4 ein Oberteil 4a und und Unterteil 4b. In einem der Teile ist ein Außengewinde vorgesehen, und in dem anderen Teil ist ein Innengewinde vorgesehen, wobei diese Gewinde als Montagemittel für die Verbindung der Teile dienen, so daß diese in Schraubengriff miteinander gebracht werden können. Durch eine solche Verbindung können die Teile, falls gewünscht, voneinander gelöst werden, und ihre Installationsposition kann auf einfache Weise verändert werden. Bei diesem Beispiel weist die Positionsmarkierung 4 Montagemittel für die Installation an dem Beißblock 18 auf. Es sei darauf hingewiesen, daß der Zweck des Mittels zur Fixierung der Positionsmarkierung 4 bezüglich des Objekts darm besteht, daß die Korrektur ordnungsgemäß ausgeführt werden kann. Ein solches Mittel kann jedoch statt in der Positionsmarkierung beispielsweise auch in dem Beißblock 18 oder ähnlichem vorgesehen sein.

Als nächstes wird die Korrektur einer Verlagerung beschrieben. Fig. 5A zeigt das Bild 4' der Positionsmarkierung 4 in einem bei einem Röntgenbildaufnahmevergang erhaltenen Röntgenbild. Das Bild 4' der Positionsmarkierung 4 in dem Röntgenbild ist stationär, vorausgesetzt daß die Umlaufbahn der Röntgenquelle 1 und die Umlaufbahn des Röntgenbildaufnahmebereichs 2 nicht verlagert sind und die Positionsmarkierung 4, welche die Form eines Rotationskörpers hat, so angeordnet ist, daß ihre Achse vollständig mit der Achse 5 der kreisförmigen Umlaufbahn 6 zusammenfällt. Jedoch ist es generell schwierig, die Positionsmarkierung 4 genau auf der Achse 5 anzutun. Im Idealfall, wenn keine Verlagerung in dem Bildaufnahmesystem stattfindet, bewegt sich das Bild 4' der Positionsmarkierung wie mittels der Pfeile in Fig. 5A angedeutet nach rechts und nach links. Diese Bewegung ergibt eine in Fig. 5B mit einer gestrichelten Linie angedeutete Sinuskurve. Unter der Annahme, daß die horizontale Richtung die X-Achse ist, verändert sich die X-Koordinate entlang der Kurve $\sin(\phi + \alpha)$.

Andererseits bewegt sich, wenn das Bildaufnahmesystem verlagert wird oder sich das Objekt bewegt, das Bild 4' der Positionsmarkierung entlang einer in Fig. 5B mit einer durchgezogenen Linie bezeichneten Kurve weg von der gestrichelten Linie, welche den Idealzustand darstellt. Indem die Position der durchgezogenen Linie unter Verwendung des Unterschieds zwischen der gestrichelten Linie und der durchgezogenen Linie als Korrekturbetrag korrigiert wird, kann deshalb ein Bild ohne Verlagerung erhalten werden. Ein Korrekturverfahren wird nachfolgend in Verbindung mit dem Flußdiagramm von Fig. 6 beschrieben.

Schritt S1 in Fig. 6 ist ein Schritt, in welchem der Dreharm 16 gedreht wird, während die Röntgenquelle 1 und der Aufnahmebereich für zweidimensionale Röntgenbilder 2 in Betrieb sind, und mehrere zweidimensionale Röntgenbilder aufgenommen werden, während der Dreharm 16 eine Umdrehung ausführt. Die Anzahl der aufzunehmenden Bilder sei als N angenommen. Als nächstes wird im Schritt S2 die Position des Bilds 4' der Positionsmarkierung in jedem Röntgenbild erfaßt. Diese Position kann mittels binärer Umwandlung des Bilds 4' und Bestimmung des Schwerpunkts

des Bilds 4' in dem Röntgenbild erhalten werden.

Wenn die Position des Schwerpunkts als eine Funktion $f(\phi)$ eines Winkels angenommen wird, kann sie im Idealfall mit $L \cdot \cos(\phi + \alpha)$ dargestellt werden. L ist eine Konstante, die von dem Abstand zwischen dem Schwerpunkt der Positionsmarkierung 4 und der Achse 5 bestimmt ist. Indem das Suffix n zur Identifikation verwendet wird, kann die Position des Schwerpunkts des Bilds 4' in dem N-ten Röntgenbild durch (x_n, y_n) dargestellt werden, und die X-Koordinate des Schwerpunkts kann durch $f(\phi n) = x_n$ dargestellt werden. Ferner ist die Y-Koordinate des Schwerpunkts in Richtung der Y-Achse (der Richtung der Achse 5) im Idealfall eine Konstante. Wenn $f(\phi n)$ einer Fourier-Transformation unterzogen wird und der lineare Term daraus verwendet wird, wird der Term gerade von $L \cdot \cos(\phi + \alpha)$ dargestellt. Im Schritt S3 werden X1 und Y1 erhalten, indem die Gleichungen (1) und (2), und im Schritt S4 die Gleichungen (3) und (4) berechnet werden. Als Ergebnis wird in dem Fall, in welchem keine Verlagerung vorliegt, d. h. im Idealfall, $f(\phi) = L \cdot \cos(\phi + \alpha)$ erhalten.

Demgemäß kann in Richtung der X-Achse durch Subtraktion von $f(\phi n)$ im Idealfall bei dem Winkel eines jeden Röntgenbilds von der Position x_n von dem Schwerpunkt des Bilds 4' in jedem Röntgenbild gemäß Gleichung (5) im Schritt S5 ein Korrekturbetrag X_a erhalten werden, der für das Röntgenbild benötigt wird. Ferner kann in Richtung der Y-Achse mittels Subtrahieren der Konstante Y_1 , die im Schritt S3 aus Gleichung (2) erhalten wurde, von der Position y_n des Schwerpunkts des Bilds 4' in jedem Röntgenbild gemäß Gleichung (6) im Schritt S5 ein Korrekturbetrag Y_a erhalten werden, der für das Röntgenbild erforderlich ist.

In dem Schritt S6 wird unter Verwendung dieser Korrekturbeträge ein zweidimensionales Bild bei jedem Winkel um X_a in der Richtung der X-Achse und um Y_a in der Richtung der Y-Achse parallel verschoben, um ein CT-Bild zu erzeugen. Im Ergebnis können Verlagerungen von den ursprünglichen Umlaufbahnen der Röntgenquelle 1 und des Röntgenbildaufnahmefeldes 2, Verlagerungen aufgrund der Bewegung des Objekts 3 und ähnliches während der Aufnahme korrigiert werden, wodurch klare dreidimensionale CT-Bilder erhalten werden können, die frei von Verwischungen sind.

Anstelle der oben beschriebenen Verarbeitung wird $f(\phi n)$ einer Fourier-Transformation unterzogen, es wird nur der lineare Term des Ergebnisses der Transformation gelöscht und der Rest wird einer inversen Fourier-Transformation unterzogen. Das so erhaltene Ergebnis entspricht ebenfalls exakt einem Korrekturbetrag. Somit kann der Korrekturbetrag in der Richtung der X-Achse mittels dieser Verarbeitung erhalten werden. Ferner kann, obwohl die Koordinate in der Richtung der Y-Achse bei dem obigen Beispiel als konstant angenommen wurde, die Koordinate in der Richtung der Y-Achse natürlich ebenfalls genauso wie im Fall der Richtung der X-Achse korrigiert werden. Mit der vorliegenden Erfindung können die Verlagerungen des Bildaufnahmesystems und die Bewegung des Objekts in allen Richtungen korrigiert werden, wodurch klare dreidimensionale CT-Bilder erhalten werden können.

Um ferner "Bewegungsartefakte" zu korrigieren, müssen das Objekt und die Positionsmarkierung 4 während der Aufnahmephase gleichzeitig aufgenommen werden, wie dies oben beschrieben wurde. Im Fall einer Korrektur von Fehlern in dem mechanischen, dem elektrischen oder anderen Systemen, wie beispielsweise Verlagerungen in dem Bildaufnahmesystem, mittels dem Gewinnen von Fehlerdaten mittels alleinigem Aufnehmen der Positionsmarkierung 4 vor dem regulären Aufnehmen und mittels Verwenden der Daten kann das Ergebnis der regulären Aufnahme korrigiert

werden. In dem Fall, in welchem nur die Positionsmarkierung wie oben beschrieben aufgenommen wird, ist eine Stange mit einem Durchmesser von etwa 5 mm und einer Höhe von etwa 40 mm als die Positionsmarkierung 4 geeignet. Selbst wenn die Positionsmarkierung in leichter Neigung angeordnet wird, tritt im tatsächlichen Betrieb kein Problem auf. Die Fehlerdaten können auch verwendet werden, um fehlerhafte Bereiche in dem mechanischen, dem elektrischen oder anderen System zu finden und zu eliminieren, welche Fehler verursachen können.

Die Verwendung des Beißblocks 18 als ein Mittel zum Fixieren der Positionsmarkierung 4, wie dies oben beschrieben wurde, ist für die zahnmedizinische Diagnose und Behandlung geeignet. Jedoch sollte die Wahl der Mittel zum Fixieren der Positionsmarkierung 4 in Abhängigkeit von den Umständen in geeigneter Weise erfolgen. Falls die Vorrichtung für die Kieferdiagnose und -behandlung verwendet wird, kann beispielsweise dem Zweck entsprochen werden, indem die Positionsmarkierung 4 nahe einem Ohr des Patienten mit Klebeband oder ähnlichem befestigt wird.

Als nächstes werden für die in Fig. 2 gezeigte Röntgenaufnahmeverrichtung konkrete Beispiele für Strukturen, die sowohl Teil-CT-Aufnahme- und Panorama-Aufnahmefunktionen erfüllen, Steuerkreise und ähnliches beschrieben.

Der Heberrahmen 14 ist in der vertikalen Richtung wie unter Bezugnahme auf Fig. 2 beschrieben beweglich. Diese Bewegung in der vertikalen Richtung wird unter Verwendung eines Hebesteuermotors 40 ausgeführt, der in den Heberrahmen 14 eingebaut ist. Der horizontale Arm 15 wird in der vertikalen Richtung zusammen mit dem Heberrahmen 14 bewegt. Zwischen dem horizontalen Arm 15 und dem Dreharm 16 ist ein Mechanismus 20 zur Bewegung in einer Ebene installiert. Der Mechanismus 20 zur Bewegung in einer Ebene ist mit einem X-Y-Tisch versehen, der einen X-Achsentisch, der an dem horizontalen Arm 15 befestigt ist und in der Richtung von vorn nach hinten (in Fig. 2 von rechts unten nach links oben) bezüglich des horizontalen Arms 15 beweglich ist, und einen Y-Achsentisch umfasst, der an dem X-Achsentisch befestigt ist, um in der lateralen Richtung (in Fig. 2 von links unten nach rechts oben) senkrecht zu der Vom/Hinten-Richtung beweglich zu sein. Der Dreharm 16 wird von einer Drehwelle 22 gehalten, die drehbar gelagert in dem Y-Achsentisch vorgesehen ist.

Der Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene ist mit einem X-Achsen-Steuermotor 42 und einem Y-Achsen-Steuermotor 44 ausgerüstet. Durch Betätigung dieser Motoren kann der Dreharm 16 in einer horizontalen Ebene in der Vorn/Hinten-Richtung und der Rechts/Links-Richtung bewegt werden. Ferner ist der Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene mit einem Drehsteuermotor 46 zum Drehen des Dreharms 16 ausgerüstet. Im Falle des Röntgens mittels CT-Abtasten wird der Mechanismus 20 zur Bewegung in der Ebene verwendet, um vor der Aufnahme die Position des Rotationszentrums des Dreharms 16 festzulegen. Im Falle einer Panorama-Röntgenaufnahme wird der Mechanismus 20 zur Bewegung in der Ebene verwendet, um vor der Aufnahme die Position des Rotationszentrums festzulegen und die Position des Rotationszentrums nach und nach entlang einer vorbestimmten Kurve bis zum Ende der Aufnahme zu verschieben.

Die Röntgenquelle 1, die an einem Ende des Dreharms 16 vorgesehen ist, ist mit einer Primärschlitzauswahlanordnung 1a versehen, und der an dem anderen Ende des Dreharms 16 vorgesehene Aufnahmefeld für zweidimensionale Röntgenbilder 2 ist mit einem Bildsensor 2a und einer Sekundärschlitzauswahlanordnung 2b versehen. Die Primärschlitzauswahlanordnung 1a umfasst einen Primärschlitzbreiten-Steuermotor 52 und einen Primärschlitzhöhen-Steuermotor

56. Durch Betätigung dieser Motoren können die Breite und Höhe des von der Röntgenquelle 1 emittierten Röntgenstrahlenbündels beschränkt werden, um eine unnötige Röntgenbestrahlung des Objekts zu verhindern. Ferner umfaßt die Sekundärschlitzauswahlanordnung 2b einen Sekundärschlitzbreiten-Steuermotor 54 und einen Sekundärschlitzhöhen-Steuermotor 58. Durch Betätigung dieser Motoren werden die Breite und die Höhe des auf den Bildsensor 2a einfallenden Röntgenstrahlbündels beschränkt, um eine unnötige Röntgenbestrahlung des Bildsensors 2a zu verhindern. Wenn entweder der CT-Abtastmodus oder der Panorama-Röntgenaufnahmemodus gewählt wird, werden die Breite und die Höhe eines jeden Schlitzes automatisch festgelegt, so daß man eine Schlitzöffnung entsprechend dem gewählten Modus erhält.

Die Konfiguration des Objektpositioneinstellmechanismus 17 ist in Fig. 8 gezeigt. Dabei ist ein Führungsrähmen 90 in dem Hebrahmen 14 des Vorrichtungskörpers 11 vorgesehen. Dieser Führungsrähmen 90 weist zwei Seitenwandabschnitte 92 auf (von denen einer in Fig. 8 dargestellt ist), die in der lateralen Richtung (senkrecht zu der Zeichenebene in Fig. 8) mit einem Zwischenraum angeordnet sind. Zwischen den beiden Seitenwandabschnitten 92 ist ein Verbindungswandabschnitt 94 vorgesehen, in dessen zentralem Abschnitt sich ein schmaler Schlitz 96 in der vertikalen Richtung erstreckt. Ferner ist zwischen den Seitenwandabschnitten 92 ein erster Verschiebetisch 98 vorgesehen, der in der vertikalen Richtung beweglich ist. Dieser Tisch 98 umfaßt einen ersten Tischkörper 100 mit rechteckiger Form. Zwei Rollen 102 werden verwendet, wobei jede drehbar an einem Endabschnitt des Tischkörpers 100 vorgesehen ist. Ferner umfassen die paarweise verwendeten Seitenwandabschnitte 92 zwei Führungswandabschnitte 104 (von denen einer in Fig. 8 gezeigt ist) mit einem vorbestimmten Abstand von dem Verbindungswandabschnitt 94. Die oben erwähnten Rollen 102 sind drehbar zwischen dem Verbindungswandabschnitt 94 und den Führungswandabschnitten 104 angeordnet.

In dem zentralen Bereich des ersten Tischkörpers 100 ist ein Blockbauteil 106 vorgesehen, welches sich durch den Schlitz 96 des Verbindungswandabschnitts 94 hindurch erstreckt. Ferner sind sowohl an dem oberen als auch an dem unteren Ende des Verbindungswandbereichs 94 Montageteile 110, 118 befestigt. Zwischen den Montageteilen 110, 118 ist eine Schraubenwelle 112 drehbar gelagert, und das Blockbauteil 106 steht in Schraubeingriff mit der Schraubenwelle 112. Ein Z-Achsen-Steuermotor 114 ist mit dem unteren Ende der Schraubenwelle 112 verbunden, welche sich durch das Montageteil 118 hindurch erstreckt. Mittels Betätigung des Motors 114 wird der erste Verschiebetisch 98 in der vertikalen Richtung verstellt.

Der erste Verschiebetisch 98 ist mit einem zweiten Verschiebetisch 116 versehen, so daß der Tisch 116 in der Vorn/Hinten-Richtung (in Fig. 8 in der Rechts/Links-Richtung) verstellbar ist. Ein Führungsrähmen 119 ist an der Außenfläche des ersten Tischkörpers 100 befestigt. Dieser Führungsrähmen 119 weist zwei Seitenwandabschnitte 120 (von denen einer in Fig. 8 gezeigt ist) auf, die in der lateralen Richtung mit einem Zwischenraum angeordnet sind. Ein Verbindungswandabschnitt 122 ist zwischen den beiden Seitenwandabschnitten 120 vorgesehen, und jeder Seitenwandabschnitt 120 umfaßt einen Führungswandbereich 124. Der zweite Verschiebetisch 116 ist zwischen den Seitenwandabschnitten 120 in der Vorn/Hinten-Richtung verstellbar. Der Tisch 116 umfaßt einen zweiten Tischkörper 128 mit rechteckiger Form. Zwei Rollen 130 werden verwendet, die jeweils an einem Ende des zweiten Tischkörpers 128 angeordnet sind. Die Rollen 130 sind drehbar zwischen dem Verbin-

dungswandabschnitt 122 und den beiden Führungswandabschnitten 124 angeordnet.

Ebenso wie der erste Verschiebetisch 98 ist der zweite Verschiebetisch 128 mit einem Blockbauteil 134 versehen, welches sich durch einen in dem Verbindungswandabschnitt 122 ausgebildeten Schlitz 132 hindurch erstreckt. Dieses Blockbauteil 134 steht in Schraubeingriff mit einer Schraubenwelle 140, die drehbar zwischen Montageteilen 136, 138 gelagert ist, die auf dem Verbindungswandabschnitt 122 vorgeschen sind. Ein X-Achsen-Steuermotor 142 ist mit einem Ende der Schraubenwelle 140 verbunden, die sich durch das Montageteil 136 hindurch erstreckt. Mittels Betätigung des Motors 142 ist der zweite Verschiebetisch 116 in der Vorn/Hinten-Richtung verstellbar.

15 Ferner ist der zweite Verschiebetisch 116 mit einem dritten Verschiebetisch 144 versehen, um in der lateralen Richtung (senkrecht zu der Zeichenebene in Fig. 8) verstellbar zu sein. Auf der obren Fläche des zweiten Tischkörpers 128 sind zwei Führungsteile 146 mit einem Zwischenraum in der Vorn/Hinten-Richtung angebracht. Jedes Führungsteil 146 ist mit zwei Führungswandabschnitten 148, 150 mit einem vorbestimmten Zwischenraum versehen. Der dritte Verschiebetisch 144 ist mit einem dritten Tischkörper 152 mit rechteckiger Form versehen. Zwei Rollen 154 werden verwendet, die jeweils an einem Ende des Tischkörpers 152 vorgeschen sind. Die Rollen 154 sind drehbar zwischen den Führungswandabschnitten 148, 150 angeordnet.

Der dritte Tischkörper 152 ist mit einem Blockbauteil 153 versehen. Genauso wie im Fall des zweiten Verschiebetischs 30 116 ist eine Schraubenwelle 156 drehbar zwischen (nicht gezeigten) Montageteilen gelagert, die auf dem zweiten Tischkörper 128 vorgeschen sind, und das Blockbauteil 153 steht in Schraubeingriff mit der Schraubenwelle 156. Ein Y-Achsensteuermotor 158 ist mit einem Ende der Schraubenwelle 156 verbunden. Mittels Betätigung des Motors 158 wird der dritte Tischkörper 152 in der lateralen Richtung verstellt.

Der Basisabschnitt der Stützstange 18b des Beißblocks 18 und der Basisabschnitt der Ohrenstange 19 sind mit dem 40 dritten Tischkörper 152 verbunden. Ein Schlitz ist an dem vorderen Ende der Schutzabdeckung 17a des Objektpositioneinstellmechanismus 17 ausgebildet, der auf dem ersten Tischkörper 100 montiert ist, und der Beißblock 18 und die Ohrenstangen 19 erstrecken sich nach vorn oben durch diesen Schlitz. In dieser Konfiguration werden der Beißblock 18 und die Ohrenstangen 19 mittels Betätigung der oben erwähnten Motoren 114, 142 und 158 unter Einsatz einer nachfolgend beschriebenen Steueranordnung 170 in der vertikalen, der Vorn/Hinten- und der Rechts/Links-Richtung 45 verstellt, wodurch der Patient, d. h. ein Objekt, in einem vorbestimmten Aufnahmefeld positioniert werden kann.

Die in Fig. 7 und 8 gezeigten Motoren sind beispielsweise als Schrittmotoren ausgebildet. Der Betrieb der Motoren wird durch die in Fig. 9 gezeigte Steueranordnung 170 der 55 Röntgenvorrichtung gesteuert. Die Steueranordnung 170 umfaßt beispielsweise einen Mikroprozessor und erfüllt ihre Steuerfunktion auf der Basis von Eingangssignalen von einer Eingangsanordnung 174. Fig. 10 zeigt ein Beispiel eines Bedienfelds 176, welches einen Teil der Eingangsanordnung 60 174 bildet. Verschiedene Signale werden gemäß der Betätigung der Schalter auf dem Bedienfeld 176 abgegeben, so daß die folgenden Vorgänge ausgeführt werden können.

Unter Bezugnahme auf Fig. 10 wird der Stromversorgungsschalter der Röntgenaufnahmeverrichtung von einem 65 Schalter 178 gebildet, der in dem linken unteren Abschnitt angeordnet ist. Jedesmal, wenn dieser Schalter gedrückt wird, wird ein EIN/AUS-Vorgang wiederholt. Schalter 180, 182, die in dem oberen Bereich angeordnet sind, bilden die

Aufnahmemoduswahlschalter. Wenn der Schalter 180 gedrückt ist, ist der Teil CT-Abtastmodus gewählt. Wenn der Schalter 182 gedrückt ist, ist der Panorama-Aufnahmemodus gewählt. Die Schalter 186, 188 und 190, welche darunter angeordnet sind, sind Objektauswahlschalter und werden in Verbindung mit darunter angeordneten Zahnpozitions-wahlschaltern 192 bis 210 verwendet, so daß der Beißblock 18 in einer vorbestimmten Position entsprechend dem Aufnahmemodus und dem aufzunehmenden Bereich positioniert werden kann.

Der Schalter 186 wird gedrückt, wenn es sich bei dem Objekt um ein Kleinkind handelt, der Schalter 188 wird gedrückt, wenn es sich bei dem Objekt um ein Kind handelt und der Schalter 190 wird gedrückt, wenn es sich bei dem Objekt um einen Erwachsenen handelt. Ferner wird der Schalter 192 gedrückt, wenn ein Zahn oder mehrere Zähne des Oberkiefers aufzunehmen sind, und der Schalter 194 wird gedrückt, wenn ein Zahn oder mehrere Zähne des Unterkiefers aufzunehmen sind. Der Schalter 198 wird gedrückt, wenn ein Zahn oder mehrere Zähne auf der linken Seite aufzunehmen sind, und der Schalter 200 wird gedrückt, wenn ein Zahn oder mehrere Zähne auf der rechten Seite aufzunehmen sind. Ferner werden die Schalter 204 bis 210 verwendet, um die Position des aufzunehmenden Zahns oder der aufzunehmenden Zähne speziell festzulegen. Der Schalter 204 wird gedrückt, wenn der erste oder der zweite Zahn von der Mittellinie des Zahnbogens aufzunehmen ist, der Schalter 206 wird gedrückt, wenn der dritte oder vierte Zahn aufzunehmen ist, der Schalter 208 wird gedrückt, wenn der fünfte oder sechste Zahn aufzunehmen ist und der Schalter 210 wird gedrückt, wenn der siebte oder achte Zahn aufzunehmen ist. In Abhängigkeit von der entsprechenden Schalterbetätigung wird der Beißblock 18 in eine vorbestimmte Position gebracht. Die darunter angeordneten Schalter 212 bis 222 werden verwendet, um die Position des Beißblocks 18 fein einzustellen. Die Schalter 212, 214 werden verwendet, um die Position in der vertikalen Richtung fein einzustellen, die Schalter 216, 218 werden verwendet, um die Position in der Rechts/Links-Richtung fein einzustellen, und die Schalter 220, 222 werden verwendet, um die Position in der Vorn/Hinten-Richtung fein einzustellen. Ein in dem unteren rechten Bereich angeordneter Schalter 224 dient als Aufnahmestartschalter, der gedrückt werden muß, nachdem die verschiedenen oben erwähnten Einstellungen abgeschlossen sind. Wenn dieser Schalter gedrückt wird, beginnt die Röntgenbestrahlung des Objekts und die Aufnahme wird ausgeführt.

Die Steueranordnung 170 umfaßt eine Betriebssteueranordnung 172 für die Betätigung der Motoren gemäß des gewählten Aufnahmemodus vor oder während der Aufnahme, eine Beißblockpositionsspeicheranordnung 226 sowie eine Verarbeitungsinformationsspeicheranordnung 228 zum Speichern von verschiedenartiger Information für die oben erwähnten Vorgänge. Mit anderen Worten, es werden gemäß der Betätigung der oben erwähnten Schalter die Motoren des Objektpositioneinstellmechanismus 17 und des Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene betätigt, und es werden die Motoren der Primärschlitzauswahl anordnung 1a und der Sekundärschlitzauswahl anordnung 2b betätigt, wodurch verschiedene Einstellungen vorgenommen werden. Ferner wird bei Beginn der Aufnahme der Drehsteuermotor 46 betätigt und der Dreharm 16 gedreht. Im Falle einer Panoramaaufnahme werden die Motoren des Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene ebenfalls betätigt.

Ein auf diese Weise aufgenommenes Röntgenbild wird mittels eines in Fig. 11 gezeigten Bildsignalverarbeitungssystems verarbeitet, um ein gewünschtes zweidimensionales Röntgenbild zu erhalten. Eine Bildsignalverarbeitungsan-

ordnung 236 umfaßt beispielsweise einen Bildverarbeitungsmikroprozessor und ferner eine A/D-Wandleranordnung 238, einen Teilbildspeicher 240, einen Bildspeicher 241 für die Berechnung und ähnliches. Ein von dem Bildsensor 2a erfaßtes und an die Bildsignalverarbeitungsanordnung 236 gesendetes Bildsignal wird mittels der A/D-Wandlungsanordnung 238 in ein Digitalsignal umgewandelt, und als Mehrzahl von zweidimensionalen Bildern in dem Teilbildspeicher 240 gespeichert. Die Mehrzahl von zweidimensionalen Bildern wird von dem Bildspeicher 241 zwecks Verarbeitung gelesen und unter Verwendung der in der Verarbeitungsinformationsspeicheranordnung 228 gespeicherten Information verarbeitet, wodurch ein Tomographiebild erzeugt wird. Dieses Tomographiebild wird auf einer Anzeigeanordnung, wie beispielsweise einer Flüssigkristallanzeige, angezeigt und in einer Speichereinrichtung eines externen Computers oder in einer externen Speicheranordnung 246, wie beispielsweise einer Festplatte oder einem optischen Speicher, gespeichert.

Bei der beschriebenen Ausführungsform wurde die in Fig. 6 dargestellte Verarbeitungsprozedur in der Verarbeitungsinformationsspeicheranordnung 228 gespeichert. Man erhält die Position des Schwerpunkts des Bilds der Positionsmarkierung 4, und ein Korrekturbetrag wird aus der Position des Schwerpunkts berechnet. Unter Verwendung dieses Korrekturbetrags wird das zweidimensionale Röntgenbild korrigiert, um ein gewünschtes CT-Bild zu erzeugen.

Obschon bei der beschriebenen Ausführungsform sowohl der Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene und der Objektpositioneinstellmechanismus 17 vorgesehen sind, kann prinzipiell eine Positioneinstellung vor der Aufnahme erzielt werden, indem einer der Mechanismen verwendet wird. Im Falle einer Teil-CT-Abtastung tritt kein Problem im tatsächlichen Betrieb auf, wenn nur der Objektpositioneinstellmechanismus 17 verwendet wird. Deshalb kann der Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene zur Kostenverringerung weggelassen werden. Ferner ist es möglich, anstelle der direkten Einstellung der Position des als Objekt dienenden Kopfes des Patienten unter Verwendung des Objektpositioneinstellmechanismus 17 wie im Falle der oben beschriebenen Ausführungsform, eine Struktur zu verwenden, bei welcher eine Dreirichtungs-X-Y-Z-Antriebsanordnung in einem Stuhl für den Patienten vorgesehen ist und der Kopf des Patienten bezüglich des Stuhls fixiert wird. Dies vereinfacht die Auslegung der Gesamtvorrichtung.

Fig. 12 ist eine Ansicht, welche ein Beispiel zeigt, bei welchem eine Dreirichtungs-X-Y-Z-Antriebsanordnung wie oben beschrieben in einem Stuhl vorgesehen ist. Die Säule 31 eines Stuhls 30 wird von einer Stützbasis 32 getragen, in welche ein X-Y-Tisch 32a eingebaut ist. Ferner ist ein Vertikalverstellmechanismus 31a in die Säule 31 eingebaut, so daß der Stuhl 30 als Ganzes in den drei Richtungen X, Y, Z verstellt werden kann. Ferner sind ein Beißblock 18 und Ohrenstangen 19 an dem Ende eines Stützarms 33 vorgesehen, welcher sich von dem Stuhl 30 nach oben erstreckt und mit einem Schraubenabschnitt 34 zur Höheneinstellung versehen ist. Eine geeignete Konfiguration, wie beispielsweise diejenige des in Fig. 8 gezeigten Objektpositioneinstellmechanismus 17, kann für den X-Y-Tisch 32a der Stützbasis 32 und den Vertikalverstellmechanismus 31a der Säule 31 verwendet werden. Indem eine solche Konfiguration verwendet wird, ist es möglich, den in Fig. 2 gezeigten Objektpositioneinstellmechanismus 17 und den in Fig. 7 gezeigten Mechanismus 20 für die Bewegung in der Ebene wegzulassen.

Ferner sind die Steuerkreise einschließlich der Steueranordnung 170, der Bildsignalverarbeitungsanordnung 236 und ähnlichem an geeigneten Stellen in dem Vorrichtungs-

körper 11 wie erforderlich vorgesehen. Das Bedienfeld 176 und die Anzeigeanordnung 248 sind beispielsweise auf der Rückseite des Heberahmens 14 angeordnet. Ferner können die Steuerkreise als einheitliche Steuereinrichtung in das Bedienfeld 176 und die Anzeigeanordnung 248 integriert sein, und diese Einrichtung kann beispielsweise auf der Rückseite des Heberahmens 14 oder in Abstand von dem Vorrichtungskörper 11 und zwecks einfacher Bedienung in der Nähe des Bedieners installiert sein.

Obwohl die Röntgenquelle 1 und der Röntgenbildaufnahmefeldbereich 2 in der Beschreibung der oben beschriebenen Ausführungsform um 360° gedreht werden können, kann ferner das diese Komponenten umfassende Bildaufnahmesystem um weniger als 360° gedreht werden und sollte nur in einem üblichen Bereich gedreht werden, der für die gewünschte Aufnahmearbeit erforderlich ist.

Patentansprüche

1. CT-Abtastvorrichtung mit einem Bildaufnahmesystem, das eine Röntgenquelle (1), die entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn um ein Objekt (3) gedreht wird, und einen Aufnahmefeldbereich (2) für zweidimensionale Röntgenbilder aufweist, der gegenüberliegend zu der Röntgenquelle mit dazwischenliegendem Objekt angeordnet ist und entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn gedreht wird, wobei die Vorrichtung so konfiguriert ist, daß das Bildaufnahmesystem gedreht wird, um dreidimensionale Bereiche innerhalb des Objekts aufzunehmen, eine Substanz als eine Positionsmarkierung (4) verwendet wird, die als Röntgenbild erfaßt werden kann, die Positionsmarkierung so angeordnet ist, daß sie während der Drehung des Bildaufnahmesystems in dem Bildaufnahme-Blickfeld des Bildaufnahmesystems positioniert ist und zusammen mit dem Objekt aufgenommen wird, ein Korrekturbetrag (X_a, Y_a) für jedes Röntgenbild aus der Position des Bilds der Positionsmarkierung in einem erhaltenen zweidimensionalen Röntgenbild berechnet wird, das zweidimensionale Röntgenbild unter Verwendung des Korrekturbetrags korrigiert wird und ein CT-Bild erzeugt wird.
2. CT-Abtastvorrichtung gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Positionsmarkierung (4) eine bezüglich ihrer Mittellinie symmetrische Form hat.
3. CT-Abtastvorrichtung gemäß Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß ferner eine Anordnung vorgesehen ist, um die Positionsmarkierung (4) bezüglich des Objekts (3) zu fixieren.
4. CT-Abtastvorrichtung gemäß Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß ferner eine Montageanordnung vorgesehen ist, um die Positionsmarkierung (4) bezüglich eines Beißblocks (18) zu fixieren.
5. CT-Abtastvorrichtung gemäß Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Montageanordnung zum Fixieren der Positionsmarkierung (4) einen Mechanismus aufweist, der die Positionsmarkierung lösbar oder verstellbar bezüglich des Beißblocks fixieren kann.
6. CT-Abtastvorrichtung gemäß Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Röntgenquelle (1) und der Bildaufnahmefeldbereich (2) entlang kreisförmigen Umlaufbahnen in einer horizontalen Ebene gedreht werden.
7. CT-Abtastvorrichtung gemäß Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß ferner ein Stuhl (30) für einen Patienten mit einer Anordnung zum Fixieren des als Objekt (3) dienenden Kopf des Patienten vorgesehen ist, wobei der Stuhl mindestens in der Richtung

von vorn nach hinten und in der Richtung von rechts nach links verstellbar ist.

8. CT-Abtastvorrichtung mit einem Bildaufnahmesystem, das eine Röntgenquelle (1), die entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn um ein Objekt gedreht wird, und einen Aufnahmefeldbereich (2) für zweidimensionale Röntgenbilder umfaßt, der gegenüberliegend zu der Röntgenquelle mit dazwischenliegendem Objekt (3) angeordnet ist und entlang einer kreisförmigen Umlaufbahn gedreht wird, wobei die Vorrichtung so konfiguriert ist, daß das Bildaufnahmesystem gedreht wird, um dreidimensionale Bereiche innerhalb des Objekts aufzunehmen, eine Substanz, die als Röntgenbild erfaßbar ist, als eine Positionsmarkierung (4) verwendet wird, die Positionsmarkierung so angeordnet ist, daß sie während der Drehung des Bildaufnahmesystems in dem Bildaufnahme-Blickfeld des Bildaufnahmesystems angewandt ist und aufgenommen wird, und Fehlerdaten betreffend das Aufnahmesystem in jedem Röntgenbild aus der Position des Bilds der Positionsmarkierung in einem erhaltenen zweidimensionalen Röntgenbild berechnet werden.

Hierzu 10 Seite(n) Zeichnungen

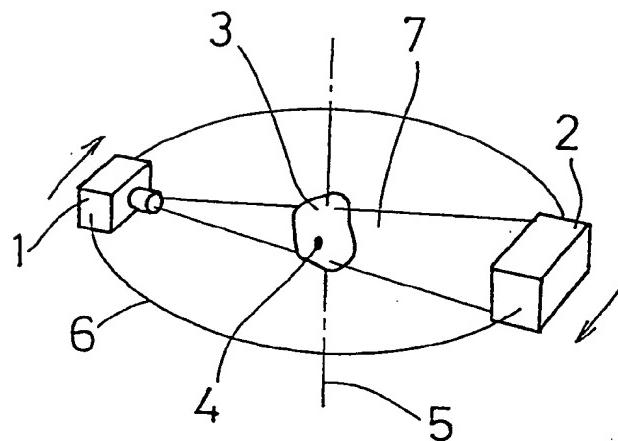


FIG. 1

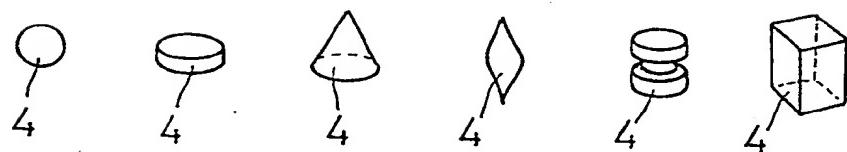


FIG. 3

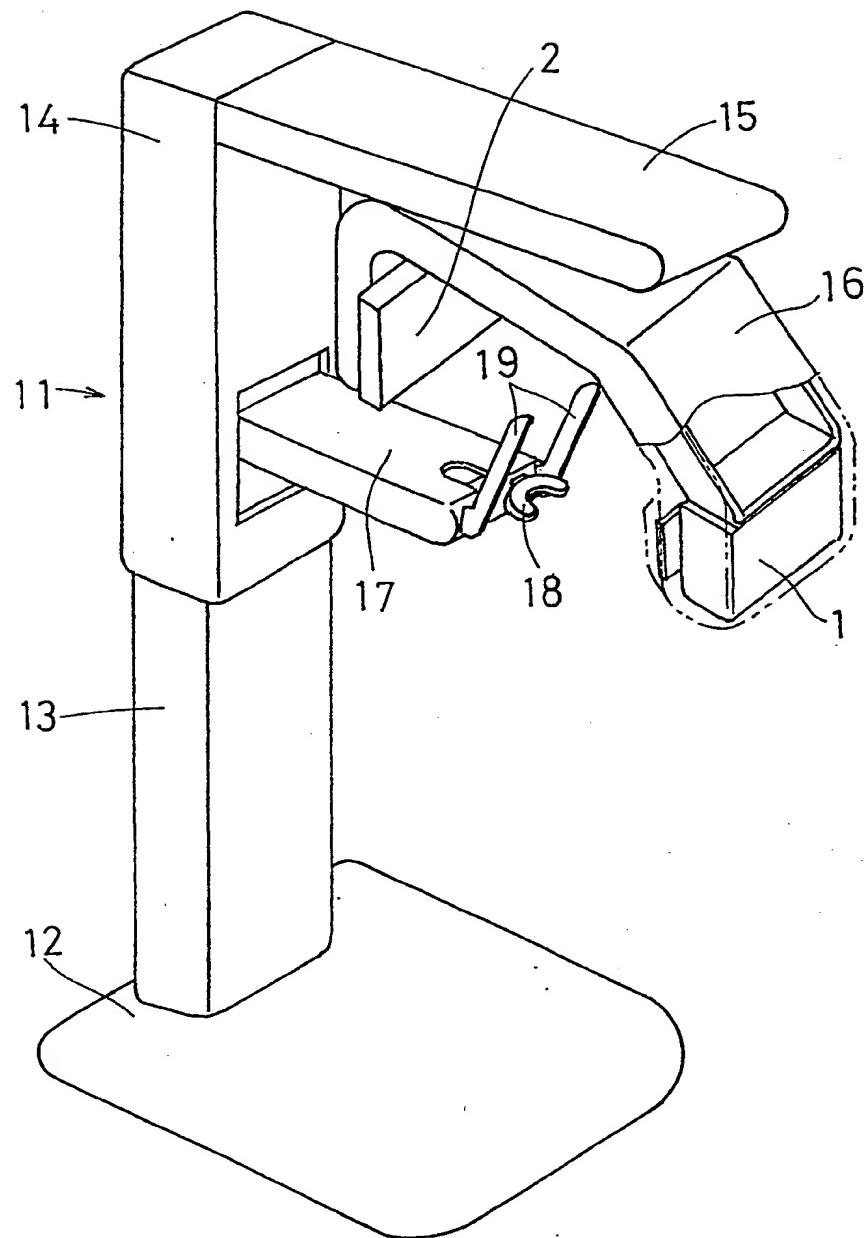


FIG. 2

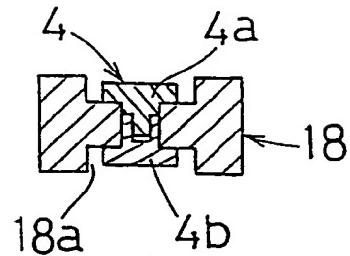
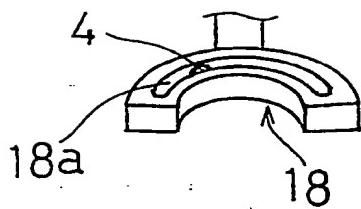


FIG. 4A

FIG. 4B

FIG. 5A

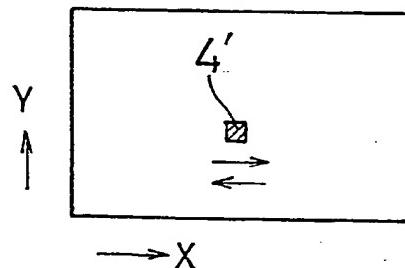
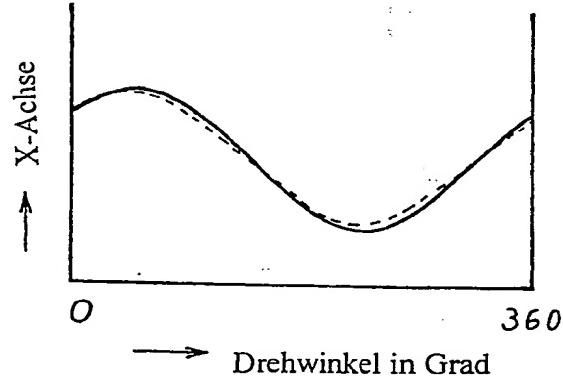


FIG. 5B



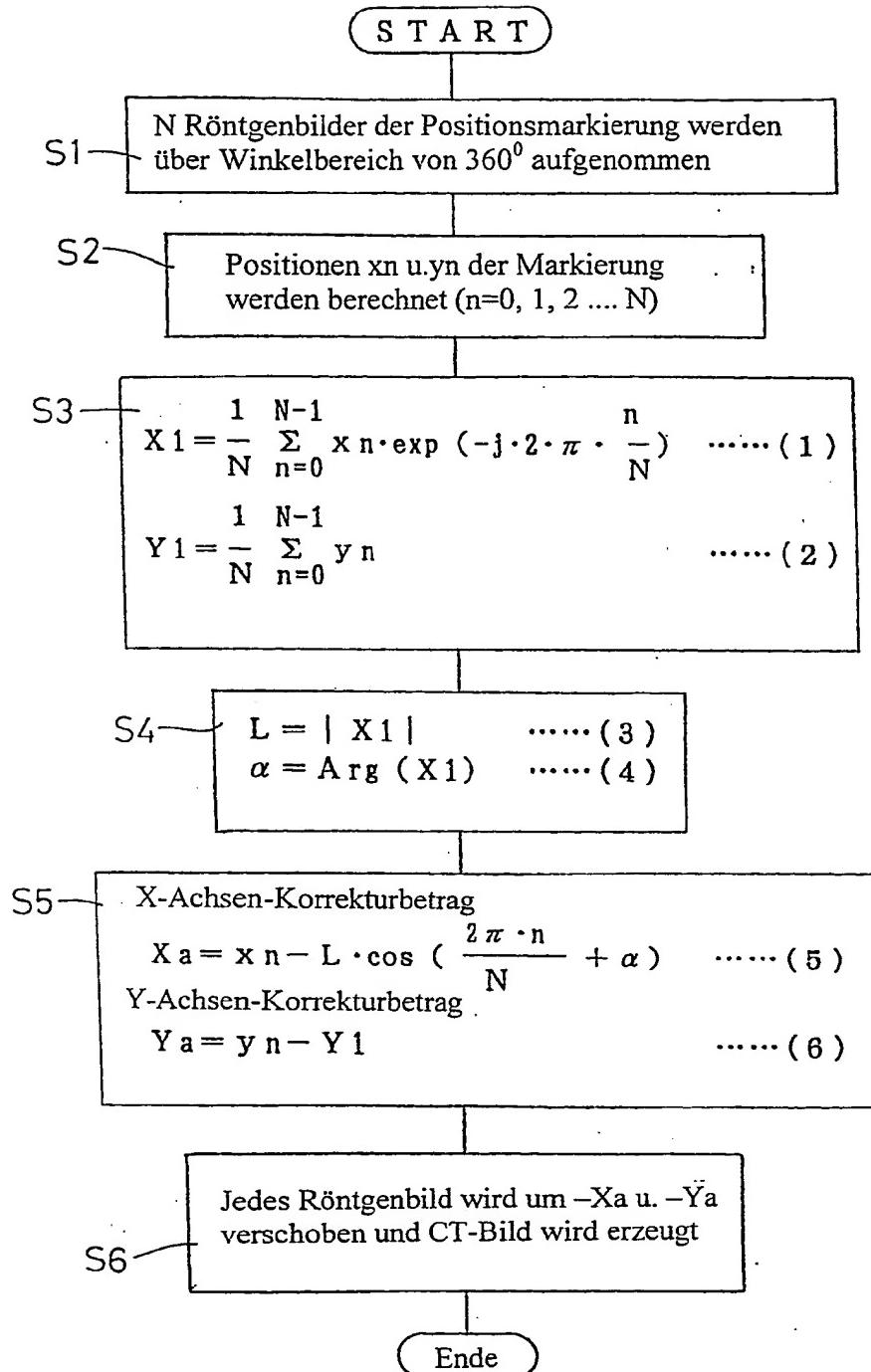


FIG. 6

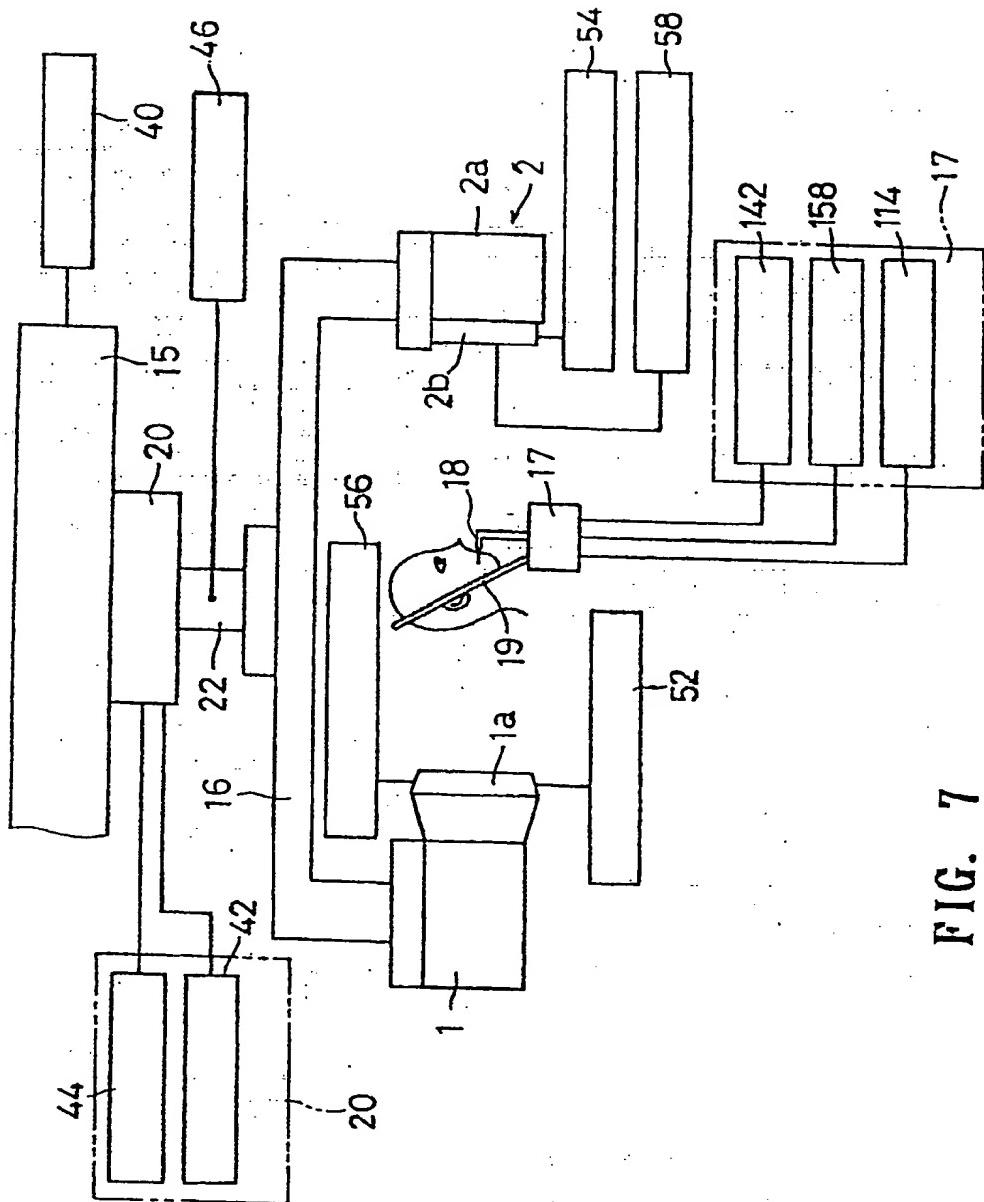


FIG. 7

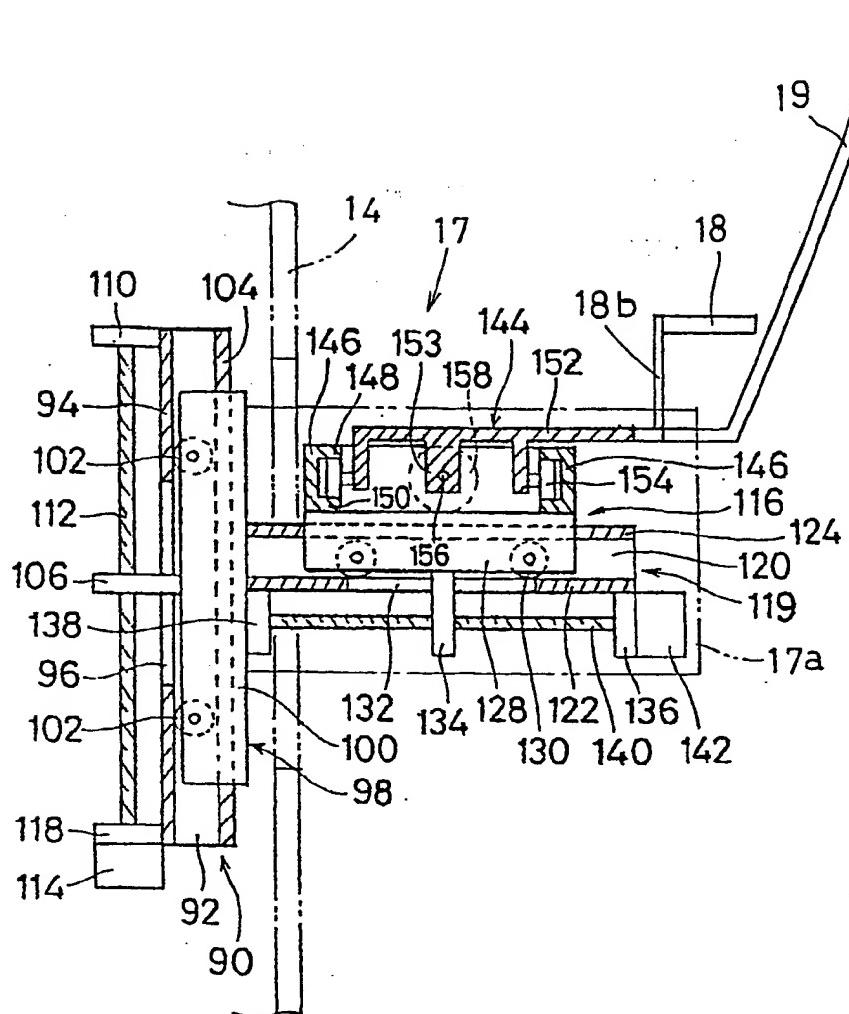


FIG. 8

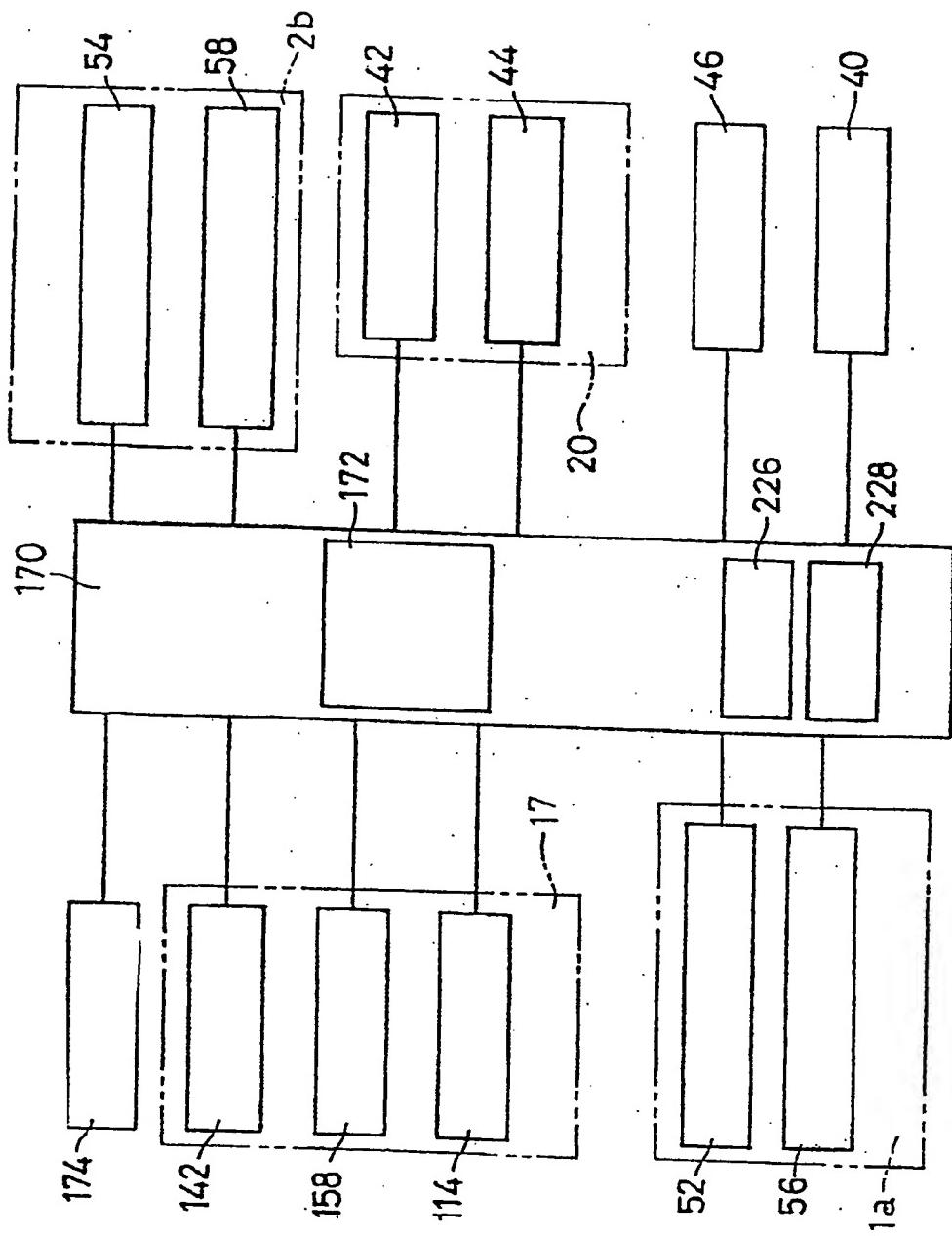


FIG. 9

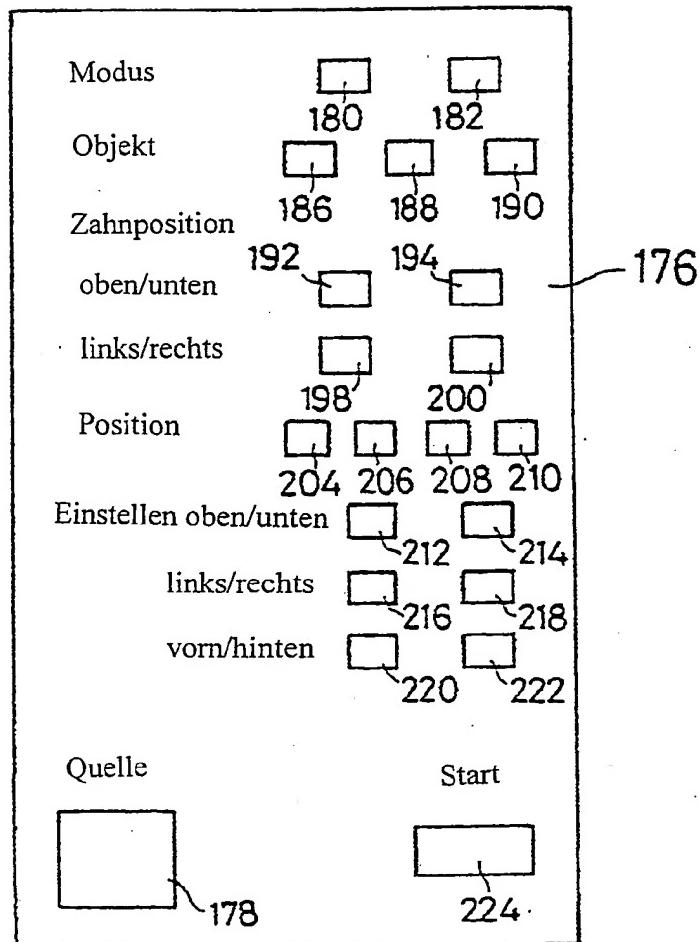


FIG. 10

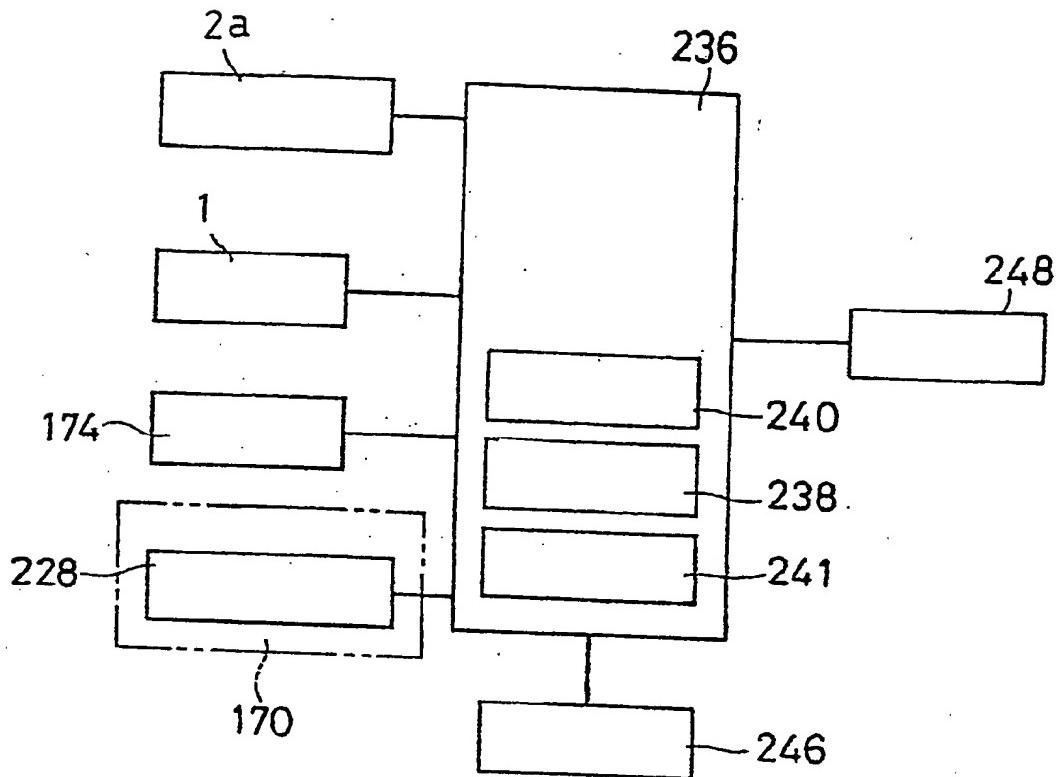


FIG. 11

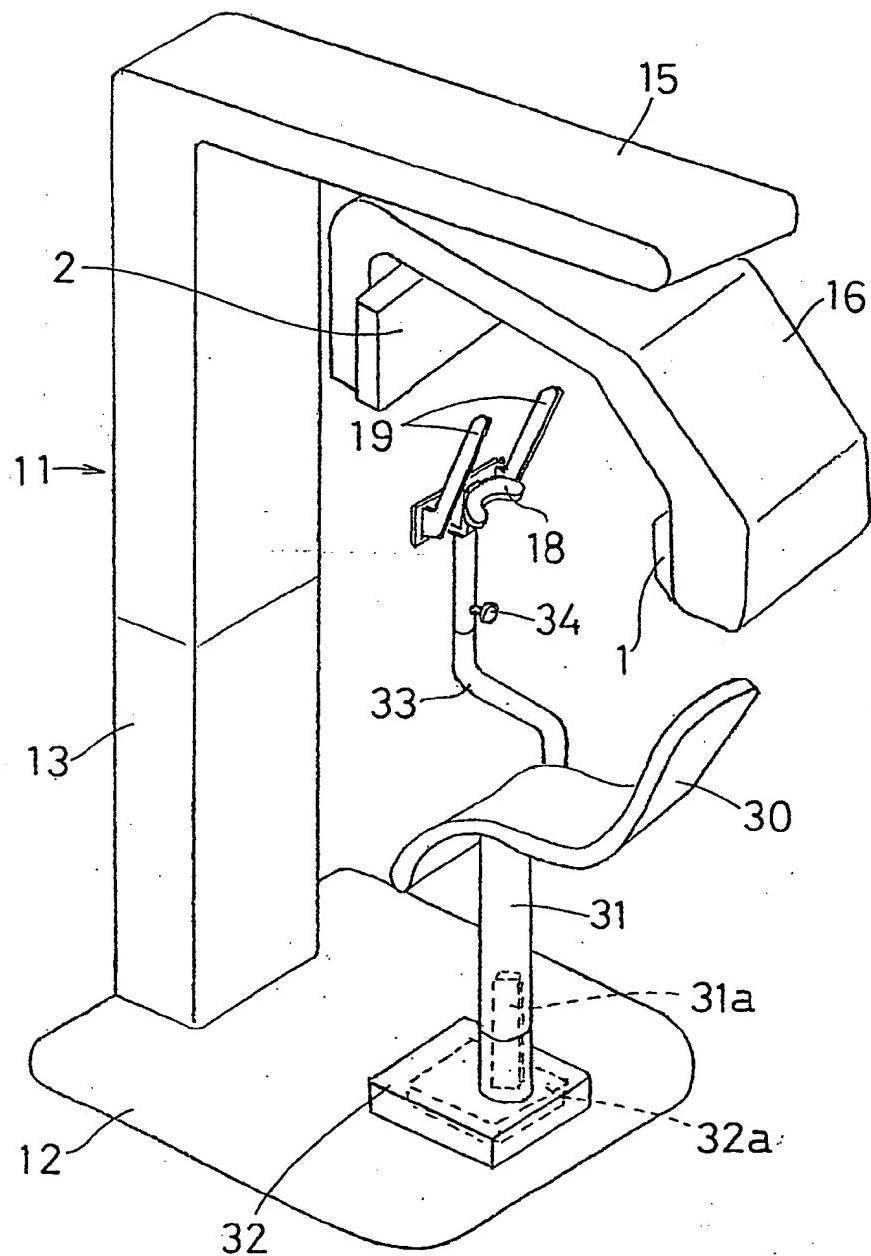


FIG. 12